



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Off nlegungsschrift**
⑩ **DE 197 55 782 A 1**

⑤⑦ Int. Cl.⁶:
G 01 R 33/28
A 61 B 5/055

②① Aktenzeichen: 197 55 782.1
②② Anmeldetag: 16. 12. 97
④③ Offenlegungstag: 17. 6. 99

DE 197 55 782 A 1

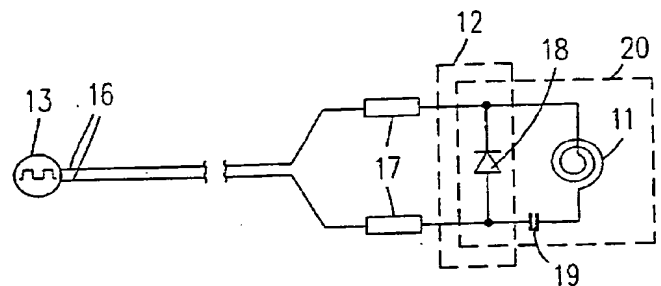
⑦① **Anmelder:**
Philips Patentverwaltung GmbH, 22335 Hamburg,
DE

⑦② **Erfinder:**
Lüdeke, Kai-Michael, 22523 Hamburg, DE; Rasche,
Volker, Dr., 22547 Hamburg, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ **MR-Anordnung mit einem medizinischen Instrument und Verfahren zur Positionsbestimmung des medizinischen Instruments**

⑤⑦ Die Erfindung betrifft eine Magnetresonanz (MR)-Anordnung mit einem medizinischen Instrument (10) zur Einführung in ein Untersuchungsobjekt (1) und einer in oder an dem Instrument (10) angebrachten Spulenordnung (11) mit mindestens einer Spule zum Empfangen und/oder Senden eines Hochfrequenzsignals, ein solches medizinisches Instrument (10) sowie ein Verfahren zur Positionsbestimmung eines solchen in ein Untersuchungsobjekt (1) einführbaren medizinischen Instruments (10). Die zwischen der Spulenordnung (11) und einer außerhalb des Untersuchungsobjekts (1) angeordnete Sender- und Empfangsanordnung erforderliche Hochfrequenzleitung erweist sich bei solchen bekannten MR-Anordnungen als nachteilig in verschiedener Hinsicht. Es können u. a. Gewebeaufheizungen in der Umgebung der Hochfrequenzleitung auftreten, und aufgrund der erforderlichen Dünne der Leitung treten größere Signalverluste auf. Zur Vermeidung dieser und anderer Nachteile wird erfindungsgemäß vorgeschlagen, daß bei einer eingangs genannten MR-Anordnung die Spulenordnung (11) mit einem Kondensator (19) einen Resonanzkreis (20) bildet und daß eine Modulationseinheit (12) vorgesehen ist zum Modellieren eines in die Spulenordnung (11) eingekoppelten Hochfrequenzsignals.



DE 197 55 782 A 1

Die Erfindung betrifft eine Magnetresonanz (MR)-Anordnung mit einem medizinischen Instrument zur Einführung in ein Untersuchungsobjekt und einer in oder an dem Instrument angebrachten Spulenordnung mit mindestens einer Spule zum Empfangen und/oder Senden eines Hochfrequenzsignals. Die Erfindung betrifft außerdem ein medizinisches Instrument zum Einführen in ein Untersuchungsobjekt, insbesondere ein Katheter oder ein Endoskop, mit einer in oder an dem Instrument angebrachten Spulenordnung mit mindestens einer Spule zum Empfangen und/oder Senden eines Hochfrequenzsignals sowie ein Verfahren zur Positionsbestimmung eines in ein Untersuchungsobjekt einführbaren medizinischen Instruments.

Eine solche MR-Anordnung, ein solches medizinisches Instrument und ein solches Verfahren zu dessen Positionsbestimmung sind aus der US 5,353,795 bekannt. Dort ist eine kleine Hochfrequenzspule, eine sogenannte Mikrospule, in einem Katheter angeordnet, der in einen Patienten eingeführt wird. In die Mikrospule wird bei Betrieb der MR-Anordnung nach Anregung des Untersuchungsbereich ein hochfrequentes Signal induziert, das mittels einer Hochfrequenzleitung einer Empfängeranordnung zugeführt wird, die das Signal weiterarbeitet und die Position der Spule ermittelt. Diese Position kann dann in ein Bild, beispielsweise ein MR-Bild oder ein Computertomographie (CT)-Bild, eingeblendet werden.

Bei der bekannten Anordnung erweist sich die erforderliche Hochfrequenzleitung von der außerhalb des Untersuchungsobjekts angeordneten Sender- und/oder Empfängeranordnung zu einer bevorzugt an der Spitze des medizinischen Instruments angeordneten Mikrospule als nachteilig. Es besteht die Gefahr von Gewebeaufheizungen durch entstehende Resonanzen (insbesondere $\lambda/4$ -Resonanzen) in der Umgebung der Hochfrequenzleitung während der Sendephase (HF-Anregung) der MR-Untersuchung. Die Hochfrequenzleitung muß weiterhin zwangsweise durch sehr dünne Drahte gebildet werden, da das medizinische Instrument je nach Anwendung auch in sehr dünne Adern eingeführt werden muß. Dadurch können größere Signalverluste bei der Übertragung des empfangenen Signals von der Mikrospule zu einer Empfängeranordnung auftreten. Die Mikrospule muß zusammen mit der Hochfrequenzleitung außerdem einen stabilen Resonanzkreis bilden, weshalb die Länge der Hochfrequenzleitung nicht beliebig verändert werden kann. Bei der bekannten Anordnung wird außerdem ein separater Empfangskanal für die Mikrospule oder (bei Nutzung eines einzigen Empfangskanals) eine Umschaltvorrichtung zum Umschalten zwischen der Empfangsspulenordnung und der Mikrospule benötigt.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine verbesserte MR-Anordnung, ein verbessertes medizinisches Instrument und ein verbessertes Verfahren zur Positionsbestimmung eines solchen medizinischen Instruments anzugeben, wobei insbesondere die genannten Nachteile vermieden werden sollen.

Diese Aufgabe hinsichtlich der MR-Anordnung und hinsichtlich des medizinischen Instruments wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Spulenordnung mit einem Kondensator einen Resonanzkreis bildet und daß eine Modulationseinheit vorgesehen ist zum Modulieren eines in die Spulenordnung eingekoppelten Hochfrequenzsignals.

Die Hochfrequenzleitung zu einer außerhalb des Untersuchungsobjekts angeordneten Senderanordnung sowie die Senderanordnung selbst können bei der erfindungsgemäßen MR-Anordnung entfallen, da erfindungsgemäß das in die Spulenordnung induzierte Signal nach einer Hochfre-

quenz-Anregung des im Untersuchungsbereich befindlichen Teils des Untersuchungsobjekts moduliert und mit dieser modulierten Frequenz und/oder Phase wieder abgestrahlt wird. Mit einer Empfangsspulenordnung, die Teil der MR-Anordnung ist, wird als MR-Signal sowohl das von der Spulenordnung gesendete (modulierte) Spulensignal als auch ein Objektsignal aus dem angeregten Bereich des Untersuchungsobjekts empfangen. Da diese Signale unterschiedliche Frequenzen und/oder Phasen aufweisen, ist auf einfache Weise eine Trennung des Spulensignals und des Objektsignals möglich, so daß auch die Bestimmung der Position der Spulenordnung und damit der Position des medizinischen Instruments einfach möglich ist.

Auch die in Verbindung mit einer Hochfrequenzleitung beschriebenen Nachteile treten demnach bei der erfindungsgemäßen MR-Anordnung nicht mehr auf, da weder von der Spulenordnung an die Empfängeranordnung noch in umgekehrter Richtung Hochfrequenzsignale verlustarm übertragen werden müssen. Die bei der bekannten MR-Anordnung erforderlichen niederohmigen Hochfrequenzleitungen können deshalb durch extrem dünne und hochohmige Leitungen ersetzt werden. Dadurch entfällt auch die Gefahr von Gewebeaufheizungen bei der erfindungsgemäßen MR-Anordnung und es ist kein zusätzlicher Empfangskanal oder eine Umschaltvorrichtung erforderlich.

Bei der bevorzugten Ausgestaltung gemäß Anspruch 2 sind die Elemente des Resonanzkreises und die Modulationseinheit benachbart zueinander, beispielsweise im Abstand von einigen Millimetern bis Zentimetern voneinander angeordnet, was den Vorteil hat, daß keine oder nur sehr kurze Hochfrequenzleitungen zwischen diesen Elementen erforderlich sind.

Die Steuerleitung bei der Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 3 ist bevorzugt als hochohmige Zweidrahtleitung ausgestaltet, deren Länge beliebig gewählt sein kann und über die der Modulationseinheit ein niederfrequentes Steuersignal von der Steuereinheit zugeführt wird. Die Steuereinheit ist bevorzugt außerhalb des Untersuchungsobjekts angeordnet.

Eine besonders einfache Möglichkeit der Steuerleitung bietet die Ausgestaltung der Erfindung gemäß Anspruch 4, bei der das Steuersignal auf optischem Wege zugeführt und mit geeigneten Mitteln, z. B. mit einer Art Optokoppler in ein elektrisches Steuersignal gewandelt wird.

Die Modulationseinheit kann besonders einfach und platzsparend aufgebaut sein und weist im wesentlichen gemäß Anspruch 5 eine Schalteranordnung auf, die in der entsprechenden geringen Größe hergestellt werden kann. Bevorzugt wird die Schalteranordnung zwischen zwei Schaltzuständen umgeschaltet zur Modulation der Schwingung des Resonanzkreises.

Die bevorzugte Weiterbildung gemäß Anspruch 6 stellt eine völlig drahtlose Lösung dar, bei der das Steuersignal als Hochfrequenz-Steuersignal in eine Hochfrequenz-Empfängeranordnung induziert und in das eigentliche Steuersignal für den Resonanzkreis umgewandelt wird. Die Frequenz des Hochfrequenz-Steuersignals ist dabei deutlich größer oder kleiner als die Frequenz des in die Spulenordnung induzierten Signals und als die Resonanzfrequenz des Resonanzkreises, um Störungen zu vermeiden. Vorteilhafterweise ist auch die Hochfrequenz-Empfängeranordnung eng benachbart, beispielsweise im Abstand von einigen Zentimetern zu der Modulationseinheit und dem Resonanzkreis angeordnet.

Die Ausgestaltung gemäß Anspruch 8 ermöglicht insbesondere die Bestimmung der Lage des medizinischen Instruments in einem größeren Bereich, in dem die Spulen angeordnet sind, indem die Position der einzelnen Spulen be-

stimmt wird, deren Position in oder an dem Instrument bekannt ist.

Gemäß Anspruch 9 können auch mehrere Resonanzkreise vorgesehen sein, die auch unterschiedlich moduliert werden, z. B. mit unterschiedlichen Frequenzen, so daß die Position jeder einzelnen Spulenordnung eindeutig bestimmbar ist, indem z. B. jede Spulenordnung in einem anderen Bildbereich abgebildet wird.

Die Aufgabe betreffend das Verfahren zur Positionsbestimmung eines medizinischen Instruments wird dadurch gelöst, daß die Spulenordnung mit einem Kondensator einen Resonanzkreis bildet, daß ein in die Spulenordnung eingekoppeltes Hochfrequenzsignal derart moduliert wird, daß im MR-Signal ein modulierte Spulensignal enthalten ist, und daß aus dem Spulensignal die Position des Instruments ermittelt wird.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ist eine deutlich einfachere Positionsbestimmung der Spulenordnung als bei dem bekannten Verfahren möglich. Durch die erfindungsgemäße Modulation, bei der dem in die Spulenordnung induzierten Signal eine Frequenzverschiebung oder eine Phasendrehung aufgeprägt wird, ist das von der Spulenordnung wieder abgestrahlte modulierte Spulensignal mit einfachen Rechenverfahren aus dem von der Empfangsspulenordnung empfangenen MR-Signal abtrennbar.

In den Ansprüchen 12 bis 14 sind vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens angegeben, insbesondere vorteilhafte Arten der Modulation.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen MR-Anordnung,

Fig. 2 ein Ersatzschaltbild einer ersten Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 3 ein Ersatzschaltbild einer zweiten Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 4 ein Ersatzschaltbild einer dritten Ausführungsform der Erfindung mit drahtloser Zuführung des Steuersignals,

Fig. 5 ein Ersatzschaltbild einer vierten Ausführungsform der Erfindung mit optischer Zuführung des Steuersignals,

Fig. 6 ein Ersatzschaltbild einer Ausführungsform der Erfindung mit Mitteln zur Entdämpfung des Resonanzkreises,

Fig. 7 eine Darstellung des k-Raumes zur Erläuterung des erfindungsgemäßen Verfahrens und

Fig. 8 eine Darstellung gemessener Signale.

In **Fig. 1** ist mit **1** ein Untersuchungsobjekt bezeichnet, das sich in einem Untersuchungsbereich befindet, der einem homogenen stationären Magnetfeld ausgesetzt ist, das von einem Hauptfeldmagneten **2** erzeugt wird. Das stationäre homogene Magnetfeld kann mittels dreier Gradientenanordnungen **3**, **4**, **5** modifiziert werden, die ein magnetisches, in Richtung des homogenen stationären Magnetfeldes verlaufendes Gradientenfeld erzeugen, das in x-, y- oder z-Richtung einen Gradienten aufweist. Weiterhin ist ein Hochfrequenz-Sender **6** vorgesehen, der im Untersuchungsbereich impulsweise ein hochfrequentes Magnetfeld erzeugen kann.

Die im Untersuchungsobjekt erzeugten Objektsignale werden von einer Empfangsspulen-Anordnung **14**, die aus einer oder mehreren Empfangsspulen bestehen kann, in Verbindung mit einer Empfängeranordnung **7** detektiert. Aus den digitalisierten Objektsignalen wird nach einer geeigneten Transformation, z. B. einer Fourier-Transformation in einer Rekonstruktionseinheit **8** die Kernmagnetisierungsverteilung im Untersuchungsbereich rekonstruiert und in Form eines MR-Bildes auf einer Wiedergabeeinheit **9** wiedergegeben.

In das Untersuchungsobjekt **1** ist ein medizinisches Instrument **10** eingeführt, beispielsweise ein Katheter, an des-

sen Spitze eine Mikrospule **11** befestigt ist, die einen in der US 5,353,795 beschriebenen Aufbau haben kann. In oder an dem in das Untersuchungsobjekt **1** eingeführten Teil **10a** des Katheters **10** ist in der Nähe der Mikrospule **11** ein Kondensator **19**, der mit der Mikrospule **11** einen Resonanzkreis bildet, und eine Modulationseinheit **12** angeordnet. Die Modulationseinheit **12** wird von einer Steuereinheit **13** gesteuert. Das in die Mikrospule **11** induzierte und nach einer Modulation durch die Modulationseinheit **12** von der Mikrospule **11** wieder abgestrahlte modulierte Spulensignal wird ebenfalls von der Empfangsspulen-Anordnung **14** erfaßt (das Spulensignal der Mikrospule koppelt in die Empfangsspulen-Anordnung **14**) und von den Komponenten **7**, **8** verarbeitet. Die Komponenten **2** bis **8** sowie **13** werden von einer programmierbaren Steuereinheit **15** gesteuert.

In **Fig. 2** ist eine erste Ausführungsform der Erfindung dargestellt. Die Mikrospule **11** bildet zusammen mit dem Kondensator **19** einen Resonanzkreis **20**, dessen Resonanzfrequenz auf die Larmor-Frequenz des zu untersuchenden Gewebes des Untersuchungsobjekts **1** (z. B. auf die Larmor-Frequenz von Wasser) abgestimmt ist. In den Resonanzkreis **20** ist außerdem eine PIN-Diode **18** eingefügt, die die Modulationseinheit **12** bildet. Die PIN-Diode **18** ist über zwei Widerstände oder Drosselspulen **17** und eine hochohmige Zweidrahtleitung **16** mit einer Steuereinheit **13** verbunden, die eine rechteckförmige Wechselspannung liefert und damit die PIN-Diode **18** periodisch zwischen Sperr- und Durchgangszustand umschaltet. Dadurch wird erreicht, daß die Spule **11** abwechselnd periodisch ein Signal sendet (im Durchgangszustand der PIN-Diode **18**) und kein Signal sendet (im Sperrzustand der PIN-Diode **18**). Da die Schaltfrequenz deutlich niedriger ist als die Resonanzfrequenz des Resonanzkreises **20**, wird folglich eine Modulation des in die Spule **11** induzierten Signals bewirkt was sich im Frequenzbereich im wesentlichen als eine Verschiebung des Signals auswirkt. Die Modulationsfrequenz kann dabei so gewählt werden, daß das Spulensignal um einen bekannten Betrag im Frequenzbereich verschoben wird, so daß das Spulensignal vom Objektsignal getrennt wird. Dadurch wird erreicht, daß mit geeigneten rechnerischen Mitteln in der Empfängeranordnung **7** oder der Rekonstruktionseinheit **8**, z. B. durch eine Filterung im Zeit- oder Frequenzbereich, das Spulensignal identifiziert und daraus die Position der Spule **11** bestimmt und gegebenenfalls im MR-Bild dargestellt werden kann.

Die Empfangsspulen-Anordnung **14** ist in einem ausreichend großen Frequenzbereich abgestimmt, um neben den Objektsignalen auch die Spulensignale empfangen zu können. Während der Anregung durch den Hochfrequenz-Sender **6** kann die PIN-Diode **18** in den Sperrzustand versetzt werden, um lokale Veränderungen der Anregungsfeldstärke durch den Resonanzkreis **20** zu verhindern. Die PIN-Diode **18** kann jedoch auch während der Anregung im Durchgangszustand geschaltet sein, um eine höhere Signalamplitude von der Spule **11** zu erhalten.

Eine zweite Ausführungsform der Erfindung ist in **Fig. 3** dargestellt. Mehrere Mikrospulen **11a** bis **11e** sind dabei in Serie geschaltet und mit dem Kondensator **19** auf die Larmor-Frequenz abgestimmt. Die Modulationseinheit **12** wird hier durch einen Varaktor (eine Kapazitätsdiode) **37** gebildet und ist wiederum über eine hochohmige Steuerleitung **16** mit der Steuereinheit **13** verbunden.

Durch die Verwendung mehrerer Mikrospulen **11a** bis **11e**, die in geringen Abständen von wenigen Millimetern oder Zentimetern entlang des Katheters **10** angeordnet sind, ist es möglich, den Verlauf des Katheters innerhalb des Untersuchungsobjekts **1** über eine größere Strecke zu bestimmen und im Bild darzustellen. Neben der Abstimmung auf

die Larmor-Frequenz in Kombination mit dem Kondensator 38 und dem Varaktor 37 bewirkt der Kondensator 19 auch, daß der Varaktor 37 durch die Spulen 11a bis 11e gleichspannungsmäßig nicht kurzgeschlossen ist. Außerdem bewirkt der Kondensator 19 während der Sendephase zusammen mit dem Kondensator 38 eine Aufteilung der induzierten HF-Spannung derart, daß die reduzierte HF-Spannung am Varaktor 37 klein genug ist, diesen nicht zu verstimmen oder unerwünschte Signalkomponenten zu erzeugen. Außerdem kann die Abstimmungsempfindlichkeit der Resonanzfrequenz reduziert werden.

Ein Varaktor 37 hat gegenüber einer PIN-Diode 18 im wesentlichen den Vorteil, daß dessen Kapazität spannungsabhängig ist und daß deshalb auch bei Fertigungstoleranzen von Spulen und Kondensatoren der Resonanzkreis auf die genaue Larmor-Frequenz abgestimmt werden kann. In anderen Ausgestaltungen sind damit auch andere Modulationsarten als mit einer PIN-Diode möglich.

Bei der in Fig. 3 gezeigten Ausführungsform könnte anstelle des Varaktors auch eine PIN-Diode 18 vorgesehen sein. Es könnten auch nur eine Mikrospule 11a oder eine andere Anzahl von Mikrospulen 11a bis 11e vorgesehen sein. Es könnte auch der Kondensator 38 entfallen. Denkbar ist auch, den Kondensator 19 statt an der gezeigten Stelle zwischen den oberen Anschlüssen des Kondensators 38 und des Elements 37 anzuordnen.

Eine Ausführungsform mit einer drahtlosen Steuerung der Modulationseinheit 12 ist in Fig. 4 gezeigt. Dort ist ein Empfänger-Resonanzkreis 31, der durch eine Parallelschaltung aus einer Spule 21 und einem Kondensator 22 gebildet ist, vorgesehen zum Empfang eines von einer Sendeeinheit 27 eingestrahlten Hochfrequenz-Steuersignals 28. Der Resonanzkreis 31 ist auf die Frequenz des Hochfrequenz-Steuersignals 28 abgestimmt, die in einem anderen Frequenzbereich liegt als die Larmor-Frequenz und die Resonanzfrequenz des Resonanzkreises 20, um gegenseitige Störungen zu vermeiden. Das Hochfrequenz-Steuersignal 28 weist, wie gezeigt, eine rechteckförmige Hüllkurve auf. Der Resonanzkreis 20 ist bei dieser Ausgestaltung als Parallelschaltung aus der Spule 11 und einem Kondensator 19 gebildet.

Die mit dem Resonanzkreis 31 verbundene Modulationseinheit 12 weist hier einen Feldeffekt-Transistor 26 auf, an dessen Gate G eine Gate-Spannung 30 anliegt, die den Transistor 26 periodisch in den niederohmigen bzw. hochohmigen Zustand steuert. Die Gate-Spannung 30 wird mittels einer mit dem Resonanzkreis 31 verbundenen Diode 23 und einer Parallelschaltung aus einem Kondensator 24 und einem Widerstand 25 aus dem von dem Resonanzkreis 31 empfangenen Hochfrequenz-Steuersignal 28 abgeleitet. Durch das periodische Umschalten des Transistors 26 wird dem Resonanzkreis 20 die gewünschte Modulation aufgeprägt, wobei die Modulationsfrequenz durch die Frequenz der rechteckförmigen Hüllkurve des Hochfrequenz-Steuersignals 28 einstellbar ist.

Anstelle eines Feldeffekt-Transistors 26 kann bei der gezeigten Ausführungsform auch ein anderes steuerbares Widerstands- oder Schaltelement eingesetzt werden, das periodisch mittels einer Steuerspannung in leitenden und nicht-leitenden Zustand oder hochohmigen und niederohmigen Zustand versetzt werden kann. Weiterhin kann zwischen dem Drain-Anschluß D des Transistors 26 und dem Resonanzkreis 20 ein (gestrichelt angedeuteter) Kondensator 35 vorgesehen sein, durch den die Spule 11 auf zwei unterschiedliche Resonanzfrequenzen abgestimmt werden kann: auf eine erste Resonanzfrequenz nur mit dem Kondensator 19 (im Sperrzustand des Transistors 26) und auf eine zweite Resonanzfrequenz mit der Parallelschaltung der Kondensatoren 19 und 35 (im leitenden Zustand des Transistors 26).

Dadurch sendet die Spule 11 abwechselnd mit unterschiedlichen Phasen und ggf. auch mit unterschiedlichen Amplituden, wodurch wiederum das gesendete Spulensignal im empfangenen MR-Signal identifizierbar ist.

In einer bevorzugten Ausführungsform kann der Resonanzkreis 20 so abgestimmt werden, daß sich in beiden Abstimmungszuständen gleiche Signal-Amplituden aber eine entgegengesetzte Phasendifferenz (bezüglich der Phase bei Abstimmung des Resonanzkreises 20 auf die Larmor-Frequenz) einstellt. Damit wird eine reine Phasenmodulation erreicht.

Eine Ausführungsform mit einer optischen Steuerleitung 36 von der Steuereinheit 13 an die Modulationseinheit 32 ist in Fig. 5 gezeigt. Die Steuerleitungen 36, die beispielsweise dünne Glasfaserkabel sein können, sind mit einer Leuchtdiode 33 verbunden. Diese erzeugt ein optisches Steuersignal, mit dem ein geeignetes, optisch steuerbares Schaltelement, beispielsweise ein optisch steuerbarer Transistor 34, gesteuert und dadurch periodisch in leitenden und nicht-leitenden Zustand versetzt wird. Die übrige Funktionsweise gleicht im wesentlichen der im Zusammenhang mit Fig. 4 beschriebenen Funktionsweise.

Als Modulationseinheit 32 ist auch der Einsatz eines einzigen Bauelements, z. B. eines geeigneten Optokopplers vorstellbar.

Neben den beschriebenen Ausführungsformen sind auch weitere Möglichkeiten der Ausgestaltung der Modulationseinheit denkbar. Beispielsweise könnte die Steuereinheit 13 völlig innerhalb des einführbaren Teils 10a (siehe Fig. 1) des medizinischen Instruments 10 angeordnet sein, z. B. als integrierter Rechteck-Modulator mit eingebauter Batterie. Es könnte auch eine Frequenz-Umsetzer-Schaltung mit Verstärkern in das medizinische Instrument 10 integriert werden. Darüber hinaus sind auch andere Schalteranordnungen mit anderen Elementen anstelle der gezeigten PIN-Diode, des Varaktors oder des Transistors denkbar.

Eine Ausführungsform mit Mitteln zur Erhöhung der Güte des Resonanzkreises 20 ist in Fig. 6 dargestellt. Parallel zum Kondensator 19 ist hier ein Element 36 mit negativem Widerstand (ein negativer Impedanzkonverter) geschaltet, das eine Entdämpfung des Resonanzkreises bewirkt und dadurch eine Erhöhung der Güte des Resonanzkreises 20 bewirkt. Dies hat den Vorteil, das das von der Spule 11 ein deutlich stärkeres Signal in die Empfangsspulenordnung gekoppelt werden kann. Die Realisierung des Elements 36 kann unterschiedlich erfolgen, beispielsweise durch einen rückgekoppelten Feldeffekttransistor.

Anhand der Fig. 7 und 8 soll das erfindungsgemäße Verfahren näher erläutert und unterschiedliche Modulationsarten, die mit den in den Fig. 2 bis 6 gezeigten Ausführungsformen umgesetzt werden können, verdeutlicht werden.

Fig. 7 zeigt den k-Raum (Ortsfrequenzraum), der zur Erstellung eines MR-Bildes mit ausreichender Dichte abgetastet werden muß. Im gezeigten Beispiel wird der k-Raum entlang paralleler in k_x -Richtung verlaufender Linien abgetastet. Die Abtastrate ist dabei so eingestellt, daß das von der Empfangsspulenordnung gemessene MR-Signal, das das Objektsignal und das Spulensignal enthält, in gleichmäßigen Zeitabständen an den mit k_1 bezeichneten Stellen (x) abgetastet wird. Die Modulationsfrequenz wurde bei dem gezeigten Beispiel so gewählt, daß die Spule 11 nur zu jedem zweiten Abtastzeitpunkt, also nur an den mit k_2 (o) bezeichneten Stellen ein Signal liefert. Dies kann z. B. dadurch erreicht werden, daß das Steuersignal der Steuereinheit 13 durch Frequenzhalbierung aus der Abtastrate abgeleitet wird. Da von der Spule nur zu jedem zweiten Abtastpunkt k_2 ein Signal geliefert wird, ist dies gleichbedeutend mit einer Unterabtastung gegenüber dem Objektsignal, das zu jedem

Abtastpunkt k_1 ein Signal liefert. Dies bewirkt eine Wiederholung der Abbildung der Spule im Ortsbereich an einer anderen Stelle. Bei der beschriebenen Wahl der Modulationsfrequenz ergibt sich eine Abb. S_2 der Spule im Ortsbereich (r) horizontal versetzt um genau eine halbe Bildbreite, wie die Abtastrate doppelt so groß gewählt (Überabtastung), wie zur Abbildung (des Field-of View = FOV) erforderlich ist, dann ergibt sich das resultierende MR-Bild doppelt so breit wie ein herkömmliches MR-Bild (Vergrößerung in Auslese- richtung), wobei das Objekt selbst zwischen $-fov/2$ und $+fov/2$ abgebildet wird (S_1) (siehe Fig. 8), während zwischen $+1/2 fov$ und $3/2 fov$ nur die Spule abgebildet ist. In dieser Bildhälfte läßt sich dann einfach die Spule identifizieren, ihre Position bestimmen und ggf. in die andere Bildhälfte einblenden.

Die Modulationsfrequenz kann auch derart gewählt werden, daß die Spule nicht zu jedem zweiten Abtastzeitpunkt (an den Stellen k_2 in Fig. 7), sondern nur entlang jeder zweiten horizontalen k-Linie ein Signal liefert, aber dann zu allen Abtastzeitpunkten k_1 , z. B. daß die Spule nur entlang der Linien k_{y1} , k_{y3} , usw., nicht aber entlang der Linien k_{y2} , k_{y4} , usw. ein Signal liefert. Dadurch entsteht ein weiteres Abbild der Spule um genau eine halbe Bildhöhe vertikal versetzt (Vergrößerung des Bildes in Phasenkodierrichtung). Durch geeignete Wahl des FOV bzw. der Anzahl der gemessenen k-Linien kann erreicht werden, daß das zusätzliche Abbild der Spule in einem sonst "leeren" Bildbereich erscheint, wodurch wiederum eine einfache Identifikation und Lokalisation der Spule möglich ist.

Die Modulation könnte auch derart erfolgen, daß der Resonanzkreis derart gesteuert wird, daß die Spule abwechselnd auf die Larmorfrequenz und eine Frequenz ungleich der Larmorfrequenz abgestimmt ist. Denkbar ist auch eine Ansteuerung der Modulationseinheit mit einer sinusförmigen oder einer anderen Steuerspannung derart, daß dem Resonanzkreis eine Phasen- und/oder Frequenzmodulation aufgeprägt wird.

Eine Phasenmodulation kann beispielsweise dadurch erreicht werden, daß die Modulationseinheit den Resonanzkreis derart steuert, daß die Spule abwechselnd auf eine Frequenz oberhalb und unterhalb der Larmorfrequenz abgestimmt wird, wobei der Abstand der Resonanzfrequenzen zur Larmorfrequenz vorteilhafterweise etwa gleich groß gewählt wird, so daß sich in beiden Fällen eine etwa gleich große Signalamplitude ergibt. Zwar wird die Amplitude des gesendeten Signals dadurch etwas schwächer als bei Resonanz, ein Sendesignal tritt dafür aber in beiden Schaltzuständen auf. Die beiden Zustände unterscheiden sich dabei von der Phasenlage bei Resonanz um jeweils $\pm\phi$, z. B. um $+45^\circ$, so daß sich insgesamt ein Phasenunterschied von 2ϕ , z. B. von 90° ergibt. Dieser Phasenunterschied kann ausgenutzt werden, um durch Differenzbildung zweier gemessener MR-Signale mit unterschiedlichen Phasen das Spulensignal zu ermitteln und daraus die Position der Spule zu berechnen. Dieses Verfahren eignet sich auch zur Anwendung bei einem Projektions-Rekonstruktionsverfahren und bei radialer Abtastung des k-Raumes.

Die Erfindung ist nicht auf eine bestimmte Art der Abtastung des k-Raumes, auf die beschriebenen Modulationsarten und die gezeigten Ausführungsbeispiele beschränkt. Wesentlich ist, daß durch die Modulationseinheit die Schwingung des Resonanzkreises in irgendeiner Weise moduliert wird, so daß aus dem gemessenen MR-Signal das Spulensignal abtrennbar und daraus die Position der Spule bestimmbar ist.

Für die Erfindung ist auch nicht die Art und die Anzahl der für die Spulenordnung(en) verwendeten Spulen wesentlich. Beispielsweise könnten statt der gezeigten Mikro-

spulen Spulen mit einem größeren Durchmesser oder Spulenordnungen mit drei Spulen mit zueinander senkrecht verlaufenden Spulenachsen verwendet werden, die nebeneinander oder um einen gemeinsamen Mittelpunkt angeordnet sind.

Es ist auch denkbar, mehrere Resonanzkreise mit je einer Spulenordnung (z. B. mit je einer Mikrospule) parallel zu betreiben mit jeweils einer zugeordneten Modulationseinheit und die Resonanzkreise unterschiedlich (z. B. mit unterschiedlichen Frequenzen) zu modulieren, wodurch die Spulensignale der Spulenordnungen in verschiedenen Bildbereichen des MR-Bildes erscheinen und deshalb die einzelnen Spulenordnungen identifiziert und lokalisiert werden können.

Patentansprüche

1. MR-Anordnung mit einem medizinischen Instrument (10) zur Einführung in ein Untersuchungsobjekt (1) und einer in oder an dem Instrument (10) angebrachten Spulenordnung (11) mit mindestens einer Spule zum Empfangen und/oder Senden eines Hochfrequenzsignals, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Spulenordnung (11) mit einem Kondensator (19) einen Resonanzkreis (20) bildet und daß eine Modulationseinheit (12) vorgesehen ist zum Modulieren eines in die Spulenordnung (11) eingekoppelten Hochfrequenzsignals.
2. MR-Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Modulationseinheit (12), der Kondensator (19) und die Spulenordnung (11) in geringem Abstand zueinander und in oder an dem in das Untersuchungsobjekt (1) einfühbaren Teil (10a) des Instruments (10) angeordnet sind.
3. MR-Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen einer Steuereinheit (13) zur Steuerung der Modulationseinheit (12) und der Modulationseinheit eine Steuerleitung (16) angeordnet ist.
4. MR-Anordnung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerleitung (36) ein Glasfaserkabel ist und daß die Modulationseinheit (32) ausgestaltet ist zur Umwandlung eines optischen Steuersignals in ein elektrisches Steuersignal.
5. MR-Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Modulationseinheit (12) eine Schalteranordnung, insbesondere mit einer Diode (18), einem Varaktor (37), einem Transistor (26) oder einem integrierten Schaltelement aufweist.
6. MR-Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Hochfrequenz-Empfangsanordnung (31), insbesondere ein Empfänger-Resonanzkreis mit einer Spule (21) und einem Kondensator (22) vorgesehen ist zum Empfang eines von einer Hochfrequenz-Steuereinheit (27) gesendeten Hochfrequenz-Steuersignals (28) und daß die Modulationseinheit (12) Mittel zur Umwandlung des Hochfrequenz-Steuersignals (28) in ein Modulationssignal (29) für den Resonanzkreis (20) aufweist.
7. MR-Anordnung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Hochfrequenz-Steuereinheit (27) und die Modulationseinheit (12) zur drahtlosen Übertragung des Hochfrequenz-Steuersignals (28) ausgestaltet sind.
8. MR-Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Spulenordnung (11) mehrere in Reihe geschaltete, insbesondere in geringem Abstand zueinander angeordnete Spulen (11a, 11b, 11c, 11d, 11e) aufweist.

9. MR-Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere Resonanzkreise (20) mit jeweils einer zugeordneten Modulationseinheit (12) in oder an dem Instrument (10) angeordnet sind und daß die in die Spulenordnung (11) eingekoppelten Hochfrequenzsignale unterschiedlich moduliert werden. 5

10. Medizinisches Instrument (10) zum Einführen in ein Untersuchungsobjekt (1), insbesondere Katheter oder Endoskop, mit einer in oder an dem Instrument (10) angebrachten Spulenordnung (11) mit mindestens einer Spule zum Empfangen und/oder Senden eines Hochfrequenzsignals, dadurch gekennzeichnet, daß die Spulenordnung (11) mit einem Kondensator (19) einen Resonanzkreis (20) bildet und daß eine Modulationseinheit (12) vorgesehen ist zum Modulieren eines in die Spulenordnung (11) eingekoppelten Hochfrequenzsignals. 10 15

11. Verfahren zur Positionsbestimmung eines in ein Untersuchungsobjekt (1) einfühbaren medizinischen Instruments (10), wobei das Untersuchungsobjekt (1) im Untersuchungsbereich einer MR-Anordnung angeordnet ist, wobei in oder an dem medizinischen Instrument (10) eine Spulenordnung (11) mit mindestens einer Spule zum Empfangen und/oder Senden eines Hochfrequenzsignals angebracht ist und wobei aus einem von einer Empfangsspulenordnung (14) empfangenen MR-Signal die Position des Instruments (10) ermittelt wird, dadurch gekennzeichnet, daß die Spulenordnung (11) mit einem Kondensator (19) einen Resonanzkreis (20) bildet, daß ein in die Spulenordnung (11) eingekoppeltes Hochfrequenzsignal derart moduliert wird, daß im MR-Signal ein moduliertes Spulensignal enthalten ist, und daß aus dem Spulensignal die Position des Instruments ermittelt wird. 20 25 30

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß zur Modulation die Schwingung des Resonanzkreises (20) mit einer Schaltfrequenz an- und abgeschaltet wird. 35

13. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Modulation derart erfolgt, daß der Resonanzkreis (20) abwechselnd auf eine Frequenz gleich bzw. ungleich der Frequenz des in die Spulenordnung (11) eingekoppelten Hochfrequenzsignals abgestimmt wird. 40

14. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Modulation derart erfolgt, daß der Resonanzkreis (20) abwechselnd auf eine Frequenz oberhalb bzw. ungleich der Frequenz des in die Spulenordnung (11) eingekoppelten Hochfrequenzsignals abgestimmt wird. 45 50

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

55

60

65

- Leerseite -

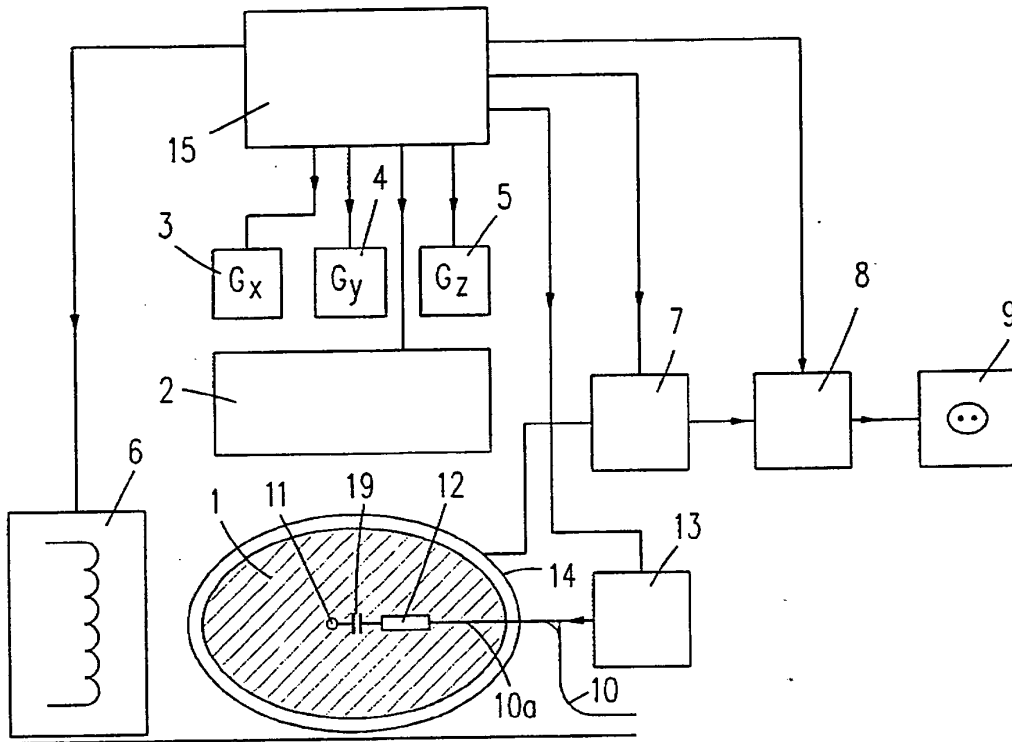


Fig.1

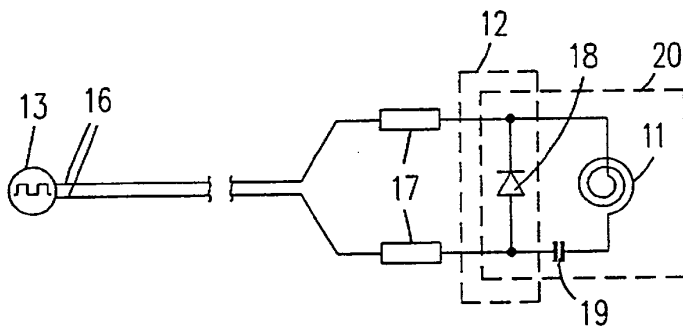


Fig.2

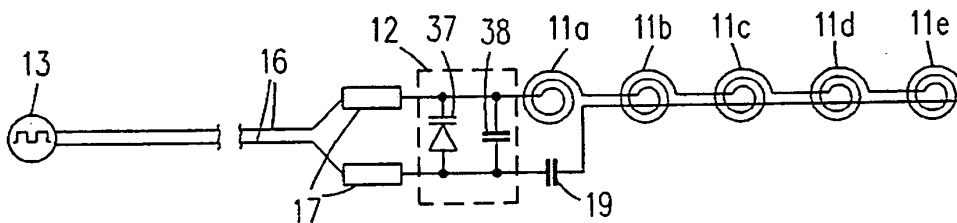


Fig.3

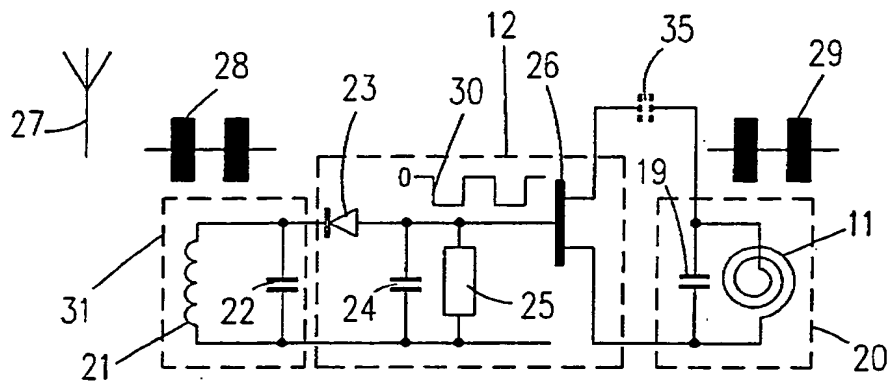


Fig. 4

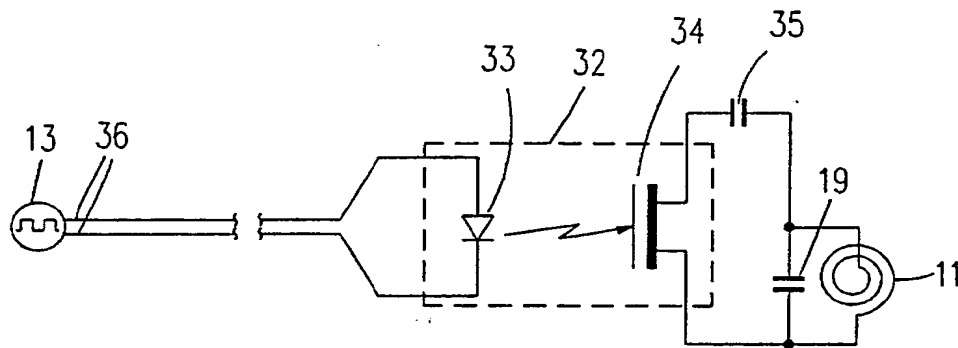


Fig. 5

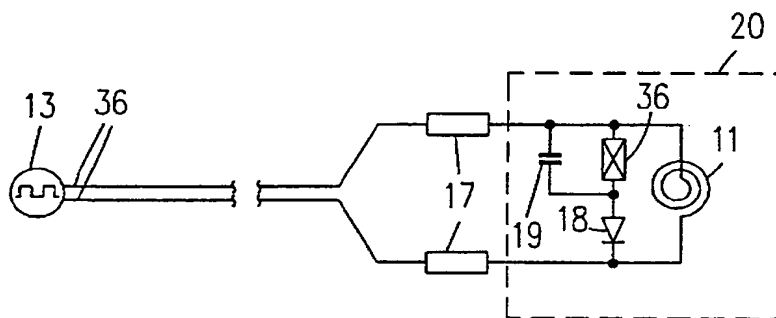


Fig. 6

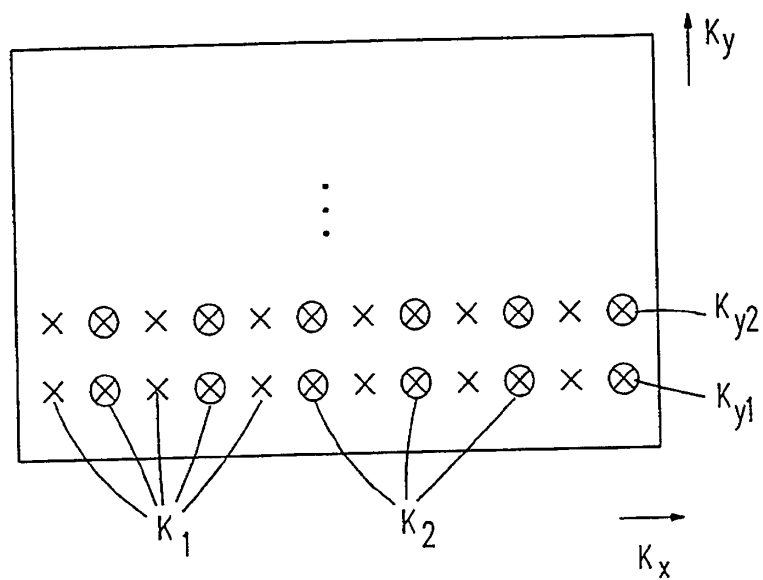


Fig.7

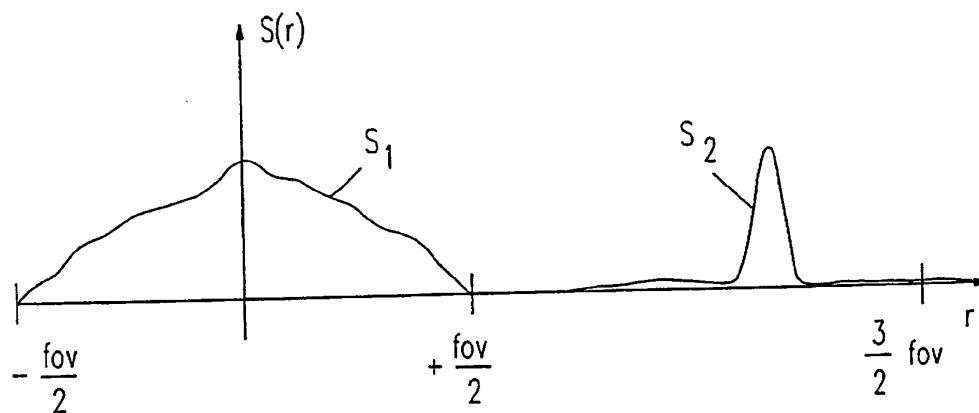


Fig.8